



(19)

(11) Publication number:

01121067

Generated Document.

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(21) Application number: 62279699

(51) Intl. Cl.: A61M 25/00

(22) Application date: 05.11.87

(30) Priority:

(43) Date of application
publication: 12.05.89(84) Designated contracting
states:

(71) Applicant: TERUMO CORP

(72) Inventor: SUGIYAMA YOSHIKI

(74) Representative:

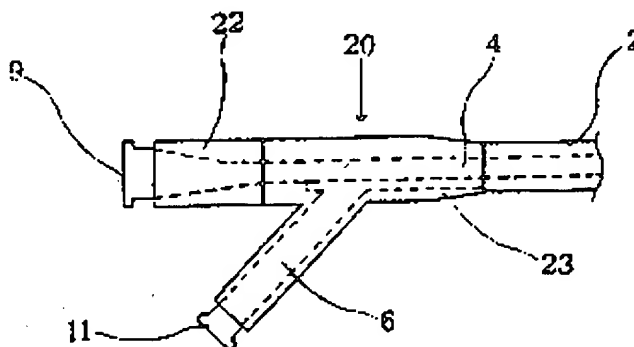
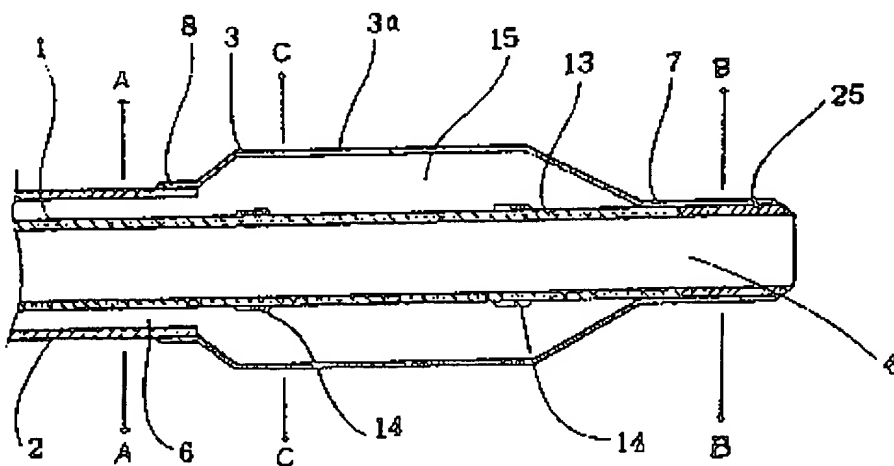
(54) CATHETER WITH
DILATOR

(57) Abstract:

PURPOSE: To prevent the inner wall of blood vessels from being damaged, by a method wherein the inner tube has a rigidity imparter, which extends axially from the base end toward the leading end and imparts the inner tube with rigidity, up to a part corresponding to the contractable or foldable section of the dilator, but does not have a rigidity imparter at the leading end.

CONSTITUTION: The inner tube 1 has a lumen 4 opened at the leading end, and the lumen 4 communicates with an opening 9 provided to the branch hub 20. The inner tube 1 is provided with a rigidity imparter 13, and its leading end with an annular member 12 to form a part having no rigidity imparter 13. Even when the inner tube 1 is provided with a rigidity imparter, its absence at the leading end of the tube allows no projection of the rigidity imparter from the end face of the tube's tip during advancement through blood vessels. Accordingly, the inner wall of blood vessels can be prevented from being damaged.

COPYRIGHT: (C)1989,JPO&Japio



⑩ 日本国特許庁(JP)

⑪ 特許出願公開

⑫ 公開特許公報(A)

平1-121067

⑬ Int.Cl.⁴
A 61 M 25/00

識別記号
4 1 0

庁内整理番号
Z-6859-4C

⑭ 公開 平成1年(1989)5月12日

審査請求 未請求 発明の数 1 (全9頁)

⑮ 発明の名称 拡張体付カテーテル

⑯ 特 願 昭62-279699

⑰ 出 願 昭62(1987)11月5日

⑱ 発 明 者 杉 山 嘉 章 静岡県富士市大淵2656番地の1 テルモ株式会社内

⑲ 出 願 人 テルモ株式会社 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目44番1号

⑳ 代 理 人 弁理士 向山 正一

明 細 書

1. 発明の名称

拡張体付カテーテル

2. 特許請求の範囲

(1) 先端が開口している第1のルーメンを有する内管と、該内管に同軸的に設けられ、該内管の先端より所定長後退した位置に設けられ、該内管の外面との間に第2のルーメンを形成する外管と、先端部および基端部を有し、該基端部が前記外管に取り付けられ、該先端部が前記内管に取り付けられ、該基端部付近にて第2のルーメンと連通する収縮あるいは折り畳み可能な拡張体と、該内管の基端部に設けられた、前記第1のルーメンと連通する第1の開口部と、前記外管の基端部に設けられた前記第2のルーメンと連通する第2の開口部とを有し、前記内管は基端部より先端側軸方向に延びるとともに剛性を付与する剛性付与体を、少なくとも前記拡張体の収縮あるいは折り畳み可能な部分に対応する部分まで有し、かつ前記内管の先端は、剛性

付与体を有してないことを特徴とする拡張体付カテーテル。

(2) 前記内管の先端は、内管の先端に取り付けられた剛性付与体を有していない環状部材により形成されている特許請求の範囲第1項に記載の拡張体付カテーテル。

(3) 前記第1の開口部および第2の開口部は、前記内管および前記外管の基端に取り付けられた分岐ハブに設けられているものである特許請求の範囲第1項または第2項に記載の拡張体付カテーテル。

(4) 前記剛性付与体は、前記内管に埋め込まれている特許請求の範囲第1項ないし第3項のいずれかに記載の拡張体付カテーテル。

(5) 前記剛性付与体は、前記内管の外面に埋設している特許請求の範囲第4項に記載の拡張体付カテーテル。

(6) 前記剛性付与体は、ブレード線にて形成されている特許請求の範囲第1項ないし第5項のいずれかに記載の拡張体付カテーテル。

(1) 前記ブレード線は、金属線にて形成されている特許請求の範囲第6項に記載の拡張体付カテーテル。

3. 発明の詳細な説明

[産業上の利用分野]

本発明は、血管内狭窄部を治療するために、狭窄部を拡張し、狭窄部末梢側における血流の改善を図るための拡張体付カテーテルに関するものである。

[従来の技術]

従来、血管内狭窄部を拡張する拡張体付カテーテルとしては、グリウンティッヒタイプ、シンブソン-ロバートタイプが用いられている。上記のグリウンティッヒタイプは、2つのルーメンを有するカテーテルチューブの先端近傍に拡張体を取り付け、2つのルーメンの一方は先端で解放したガイドワイヤーおよび先端圧測定用の通路であり、他方は拡張体基端側で拡張体と連通して血管造影剤等を加圧注入し、拡張体を膨張させるための流路である。そして、上記

カテーテルは、可撓性合成樹脂にて形成されている。

また、シンブソン-ロバートタイプと呼ばれるものは、先端を解放した第1のルーメンを形成する内管と、その内管との間に第2のルーメンを形成し、先端部に拡張体を取り付けた外管よりなる同軸的二重構造を有しており、第2のルーメン内に極細の金属パイプが気泡除去用に設けられている。このタイプのカテーテルにおいても、上記のグリウンティッヒタイプと呼ばれるものと同様に、カテーテルは、可撓性合成樹脂にて形成されている。

以上のように、カテーテルは血管内への挿入が行えるために、可撓性合成樹脂にて形成されている。しかし、可撓性合成樹脂にて形成したことにより血管への挿入ができ、さらに血管壁に損傷を与えにくい、逆にその可撓性故に血管挿入中にカテーテルが折れ曲がるおそれがあり、さらにカテーテル先端の微妙な移動、回転を行う場合に、カテーテルの基端部にてカテーテル

を微妙に移動させたり回転させたりしてそのトルクを先端に伝達することを行うが、このトルクがカテーテルの可撓性故に吸収されてしまい、先端まで伝達されにくく細かい操作性が悪いという欠点を有していた。

これらの欠点を補うために、内管と外管と拡張体とを有するカテーテルの内管または外管を形成する可撓性合成樹脂製チューブに、剛性付与体として、金属等からなるブレード線を設けたカテーテルを検討した。

このカテーテルにより上記の問題点を解決でき、十分な効果を有するものであったが、このカテーテルはカテーテル本体を形成するチューブにブレード線を設けたため、このブレード線が内管に設けられている場合、血管内を進行する時に内管の最先端の端面よりブレード線が突出していると、その突出部分により血管内壁を傷つける虞れがあった。

[上記問題点を解決するための手段]

そこで、本発明の目的は、血管内への挿入中

に折れ曲がるおそれがなく、かつカテーテル基端部にて与えたトルクの伝達性が高く操作性の優れ、さらに挿入時において血管内壁を傷つける虞れない拡張体付カテーテルを提供することにある。

上記の問題点を解決するものは、先端が開口している第1のルーメンを有する内管と、該内管に同軸的に設けられ、該内管の先端より所定長後退した位置に設けられ、該内管の外面との間に第2のルーメンを形成する外管と、先端部および基端部を有し、該基端部が前記外管に取り付けられ、該先端部が前記内管に取り付けられ、該基端部付近にて第2のルーメンと連通する収縮あるいは折り畳み可能な拡張体と、該内管の基端部に設けられた、前記第1のルーメンと連通する第1の開口部と、前記外管の基端部に設けられた前記第2のルーメンと連通する第2の開口部とを有し、前記内管は基端部より先端側軸方向に延びるとともに剛性を付与する剛性付与体を、少なくとも前記拡張体の収縮ある

いは折り畳み可能な部分に対応する部分まで有し、かつ前記内管の先端は、剛性付与体を有していない拡張体付カテーテルである。

さらに、前記内管の先端は、内管の先端に取り付けられた剛性付与体を有していない屈状部材により形成されていることが好ましい。さらに、前記第1の開口部および第2の開口部は、前記内管および前記外管の基部に取り付けられた分岐ハブに設けられているものであることが好ましい。さらに、前記剛性付与体は、前記内管に埋め込まれていることが好ましい。さらに、前記剛性付与体は、前記内管の外面に埋設していることが好ましい。さらに、前記剛性付与体は、ブレード線にて形成されていることが好ましい。さらに、前記ブレード線は、例えば、金鋼線にて形成されているものである。

本発明の拡張体付カテーテルを図面に示す実施例を用いて説明する。

第1図は、本発明の拡張体付カテーテルの一実施例の先端部の拡大断面図であり、第2図は、

カテーテルの基部部を示す図面である。

本発明の拡張体付カテーテルは、先端が開口している第1のルーメン4を有する内管1と、内管1に同軸的に設けられ、内管1の先端より所定長後退した位置に設けられ、内管1の外面との間に第2のルーメン6を形成する外管2と、先端部7および基部部8を有し、基部部8が外管2に取り付けられ、先端部7が内管1に取り付けられ、基部部付近にて第2のルーメン6と連通する収縮あるいは折り畳み可能な拡張体3と、内管1の基部部に設けられた、第1のルーメン4と連通する第1の開口部9と、外管2の基部部に設けられた第2のルーメン6と連通する第2の開口部11とを有し、内管1は基部部より先端側軸方向に延びるとともに剛性を付与する剛性付与体13を、内管1の少なくとも拡張体3の収縮あるいは折り畳み可能な部分に対応する部分まで有し、かつ内管の先端は、剛性付与体を有していないものとなっている。

以下、図面を用いて説明する。

第1図に示す本発明の拡張体付カテーテルの実施例は、内管1と外管2と拡張体3とを有し、内管1に剛性付与体13を有し、さらに剛性付与体を有する内管1の先端部に剛性付与体を有しない部分を形成する屈状部材25を有するカテーテル本体と、分岐ハブ20とにより形成されている。

内管1は、先端が開口した第1のルーメン4を有している。第1のルーメン4は、ガイドワイヤーを挿通するためのルーメンであり、後述する分岐ハブ20に設けられたガイドワイヤーポートを形成する第1の開口部9と連通している。内管1としては、外径が $0.40\sim 2.50\text{mm}$ 、好ましくは $0.55\sim 2.40\text{mm}$ であり、内径が $0.25\sim 2.35\text{mm}$ 、好ましくは $0.30\sim 1.80\text{mm}$ である。

そして、内管1の先端部は、先端側に向かってテーパ状に縮径していることが好ましい。血管内へのカテーテルを挿入が容易になるからである。内管1の形成材料としては、ある程度の可撓性を有するものが好ましく、例えば、ポリエ

チレン、ポリプロピレン、エチレン-プロピレン共重合体などのポリオレフィン、ポリ塩化ビニル、エチレン-酢酸ビニル共重合体、ポリアミドエラストマー、ポリウレタン等の熱可塑性樹脂、シリコンゴム、ラテックスゴム等が使用でき、好ましくは上記の熱可塑性樹脂であり、より好ましくは、ポリオレフィンである。

さらに、内管1には、剛性付与体13が設けられており、剛性付与体13を設けることにより、屈曲部位でのカテーテル本体の折れ曲がり防止でき、さらにカテーテル本体のトルク性を高めることができ、カテーテル本体基部部にてカテーテル本体を回転させたときその回転を先端部に確実に伝達することができ、さらに血管内の高度の狭窄に対する追従性を高めることができる。さらに、剛性付与体13を有する内管1の先端部には、剛性付与体13を有しない部分を形成するための屈状部材25が設けられている。剛性付与体13としては、網目状の剛性付与体であることが好ましく、網目状の剛性付与体は、プレ



ード線で形成することが好ましい。ブレード線としては、例えば、ワイヤブレードであり、線径 $0.01 \sim 0.2 \text{ mm}$ 、好ましくは $0.03 \sim 0.1 \text{ mm}$ のステンレス、弾性金属、超弾性合金、形状記憶合金、アモルファス合金等の金属線を内管1の外面に網目状に巻き付けることにより、形成することができ、より好ましくは、内管1を熱可塑性樹脂により形成し、上記剛性付与体を巻き付けた内管1の外側より加熱し、(例えば、内管を加熱ダイスに挿通する)内管1の外壁に剛性付与体を埋没させることが好ましい。

さらに、剛性付与体13を有する内管1の先端部には、剛性付与体13を有しない部分を形成するための環状部材25が設けられている。この環状部材25は、内管1の先端の切断面に、熱、超音波、高周波などを用いた融着、接着剤、溶剤などを用いた接着などの方法により固着され、内管1の先端面より剛性付与体13が外部に突出するのを防止している。第3図は、第1図の拡張体付カテーテルのA-A線にて切断した断面図

可塑性樹脂、シリコンゴム、ラテックスゴム等が使用でき、好ましくは上記の熱可塑性樹脂であり、より好ましくは、ポリオレフィンである。

このように内管1に剛性付与体13が設けられていても、その先端部には剛性付与体を有しない部分となっているので、血管内を進行する時に内管の最先端の端面より剛性付与体が突出することがなく、血管内壁を傷つけることを防止できる。そして、剛性付与体13を有しない部分を形成する内管1の先端部である環状部材25は、先端側に向かってテーパ状に縮径していることが好ましい。血管内へのカテーテルを挿入が容易になるからである。

また、剛性付与体13を有する内管1の先端部に、剛性付与体13を有しない部分を形成する方法として環状部材を用いる以外の方法によって行ってもよい。例えば、剛性付与体を形成するために、ブレード線としてステンレス、弾性金属、超弾性合金、形状記憶合金、アモルファス合金

であり、内管1には剛性付与体13が設けられていることが示されている。また、第4図は、第1図の拡張体付カテーテルのB-B線にて切断した断面図であり、内管1の先端に設けられた環状部材25には剛性付与体が設けられていないことを示している。

環状部材25の長さとしては、内管1の先端より突出する剛性付与体13を被覆できる長さを有するものであればよい。また、あまり長すぎるとその部分は剛性付与体を有していないのでトルク伝達性が低下するので、 10 mm 程度以下であることが好ましく、より好ましくは $2 \sim 7 \text{ mm}$ 程度である。環状部材25の形成材料としては、焼結される内管と同じまたは近似した材料であることが好ましい。さらに、ある程度の可撓性を有するものであることがより好ましく、例えば、ポリエチレン、ポリプロピレン、エチレン-プロピレン共重合体などのポリオレフィン、ポリ塩化ビニル、エチレン-酢酸ビニル共重合体、ポリアミドエラストマー、ポリウレタン等の熱

等の金属線を熱可塑性樹脂により形成された外管の先端部より若干離隔した位置より、外管の後端部までの外面に網目状に巻き付け、さらに、金属線を巻き付けた内管1を外側より加熱し、(例えば、外管を加熱ダイスに挿通する)内管1の外壁に剛性付与体を埋没させることにより、先端部に剛性付与体を有しない部分を形成してもよい。また、内管1を形成する材料と接着性を有する樹脂を、内管1の先端部の剛性付与体が外部に突出しないような厚さにコーティングして、剛性付与体を有しない部分を形成してもよい。

外管2は、内部に内管1を挿通し、先端が内管の先端よりやや後退した位置に設けられている。第1図におけるA-A線断面図である第3図に示すように、この外管2の内面と内管1の外面により第2のルーメン6が形成されている。よって、十分な容積を有するルーメンとすることができる。そして、第2のルーメン6は、その先端において拡張体3内とその後端部におい

て連通し、第2のルーメン6の後端は、拡張体を膨張させるための流体(例えば、血管造影剤)を注入するためのインジェクションポートを形成する分岐ハブ20の第2の開口部11と連通している。

外管2の形成材料としては、ある程度の可撓性を有するものが好ましく、例えば、ポリエチレン、ポリプロピレン、エチレン-プロピレン共重合体などのポリオレフィン、ポリ塩化ビニル、エチレン-酢酸ビニル共重合体、ポリアミドエラストマー、ポリウレタン等の熱可塑性樹脂、シリコーンゴム、ラテックスゴム等が使用でき、好ましくは上記の熱可塑性樹脂であり、より好ましくは、ポリオレフィンである。

外管2としては、外径が0.75~4.30mm、好ましくは1.00~4.00mmであり、内径が0.70~3.80mm、好ましくは0.80~3.00mmであり、特に内管1の外径と、外管2の内径との差が0.30~2.40mm、好ましくは0.50~1.20mmである。

拡張体3は、収縮あるいは折り畳み可能なも

のであり、拡張させない状態では、内管1の外周に折り畳まれた状態となることができるものである。そして、拡張体3は、血管の狭窄部を容易に拡張できるように少なくとも一部が略円筒状となっているほぼ同径の略円筒部分3aを有する折りたたみ可能なものである。上記の略円筒部分は、完全な円筒でなくともよく、多角柱状のものであってもよい。そして、拡張体3は、その後端部8が外管2の先端部に接着剤または熱融着などにより液密に固着され、先端部7は、内管1の先端部に同様に液密に固着されている。この拡張体3は、第1図のC-C線断面図である第5図に示すように、拡張体3の内面と内管1の外面との間に拡張空間15を形成する。この拡張空間15は、後端部ではその全周において第2のルーメン6と連通している。このように、拡張体3の後端に比較的大きい容積を有する第2のルーメンを連通させたので、第2のルーメンより拡張体3内への膨張用流体を注入するのが容易である。拡張体3の形成材料としては、

ある程度の可撓性を有するものが好ましく、例えば、ポリエチレン、ポリプロピレン、エチレン-プロピレン共重合体などのポリオレフィン、ポリ塩化ビニル、エチレン-酢酸ビニル共重合体、架橋型エチレン-酢酸ビニル共重合体、ポリアミドエラストマー、ポリウレタン等の熱可塑性樹脂、シリコーンゴム、ラテックスゴム等が使用でき、好ましくは上記の熱可塑性樹脂であり、より好ましくは、架橋型エチレン-酢酸ビニル共重合体である。

さらに、拡張体3は、円筒部分3aの前方および後方に上述した内管1および外管2との固着部分7、8に至るまでの部分はテーパ状となっている。拡張体3の大きさとしては、拡張されたときの円筒部分の外径が、1.50~35.00mm、好ましくは2.00~30.00mmであり、長さが10.00~80.00mm、好ましくは15.00~75.00mmであり、拡張体3の全体の長さが15.00~120.00mm、好ましくは20.00~100.00mmである。

また、内管1の外面であり、拡張体3の内管1

との固着部より後端側近傍の位置と、拡張体3と外管2との固着部より先端側近傍の位置であり、拡張体3の円筒部分3aの両端に位置する部分にX線不透過材料(例えば、金、白金あるいはそれらの合金等)からなる、マーカー14が設けられていることが好ましい。これは、X線透視下で拡張体3の位置を容易に確認可能とするためである。マーカー14の形態としては、上記の金属により形成されたリングを内管1の外面にかしめることが好ましい。明確なX線造影像を得られるからである。さらに、内管1に設けられている剛性付与体13は、内管1の基端部より、拡張体3の収縮または折り畳み可能な部分(外管2に固着された基端部および内管1に固着された先端部を除く部分)に対応する部分にまで延びている。これにより、内管1は、拡張体部分においても折れ曲がることを防止でき、さらに、内管1の先端部まで確実にトルクを伝達することができる。

さらに、本発明の拡張体付カテーテルにおいて、

血管内さらには後述するガイドカテーテル内の挿入を容易にするために、使用時に血液と接触するおそれのある部位、すなわち外管2の外表面、拡張体3の外表面に血液等と接触した時に、潤滑性を呈するようにするために親水化処理を施すことが好ましい。このような親水化処理としては、例えば、ポリ(2-ヒドロキシエチルメタクリレート)、ポリヒドロキシエチルアクリレート、ヒドロキシプロピルセルロース、メチルビニルエーテル無水マレイン酸共重合体、ポリエチレングリコール、ポリアクリルアミド、ポリビニルピロリドン等の親水性ポリマーをコーティングする方法などが挙げられる。

分岐ハブ20は、第1のルーメン4と連通しガイドワイヤーポートを形成する第1の開口部9を有し、内管1に固着された内管ハブ22と、第2のルーメンと連通しインジェクションポートを形成する第2の開口部11を有し、外管2に固着された外管ハブ23とからなっている。そして、この2つの部材は、固着されている。

液体と置換する。

拡張体付カテーテルを挿入するにあたり、まず人体にセルジンガー法等により血管を確保した後、ガイドカテーテル用ガイドワイヤー(図示せず)を血管内に留置し、それに沿ってガイドカテーテルを血管内に挿入し、第7図に示すように、目的病変部を有する冠動脈入口32にガイドカテーテル30を留置し、ガイドカテーテル用ガイドワイヤーを抜去する。第6図に示すように、ガイドカテーテル30の後端に設けられたY字型コネクター50より、拡張体付カテーテル用ガイドワイヤー34を挿通した本発明の拡張体付カテーテル40を挿入し、拡張体付カテーテル40の先端より拡張体付カテーテル用ガイドワイヤー34を数cm突出させた状態にて、血管内に挿入する。拡張体付カテーテル40は、ガイドカテーテル30内を進行し、第8図に示すようにガイドカテーテル30の先端より目的病変部を有する血管35に入り、その後拡張体付カテーテル用ガイドワイヤー34を目的病変部へ進め、その狭窄部

この分岐ハブの形成材料としては、ポリカーボネート、ポリアミド、ポリサルホン、ポリアリレート、メタクリレート-ブチレン-スチレン共重合体等の熱可塑性樹脂が好適に使用できる。また、分岐ハブを設けず、第1ルーメン、第2ルーメンそれぞれに、例えば後端に開口部を形成するポート部材を有するチューブを液密に取り付けるようにしてもよい。

[作用]

次に、第1図ないし第5図に示した実施例の拡張体付カテーテルを用いて、第6図ないし第10図を参照して、本発明の拡張体付カテーテルの作用を説明する。

血管内に生じた狭窄部の拡張治療を実施する前に、拡張体付カテーテル内の空気をできる限り除去することが好ましい。そこで、本発明のカテーテルの第2の開口部11にシリンジ等の吸引、注入手段を取り付けて、シリンジ内に液体(血管造影剤等)を入れ、吸引、注入を繰り返して、第2のルーメンおよび拡張体内の空気を除去し、

35を通過させ留置する。拡張体付カテーテル40は、拡張体付カテーテル用ガイドワイヤー34に沿って血管35内を進行する。狭窄部36に到達した拡張体付カテーテル40は、第9図に示すようにX線透視下で内管1に設けられたX線不透過マーカー14,14を目印に狭窄部36内に拡張体3を位置させる。その後拡張体付カテーテル40のインジェクションポートを形成する第2の開口部に接続された圧力計付インジェクター54で数気圧から10数気圧程度になるように血管造影剤を注入、第10図に示すように狭窄部36を圧縮、開大させる。そして、末梢側血流は、ガイドカテーテル30のY字コネクター50の造影剤インジェクションポート52より造影剤を注入し、X線造影にて確認する。血流改善が認められたならば、拡張体付カテーテル40と拡張体付カテーテル用ガイドワイヤー34を抜去し、その後ガイドカテーテルを抜去し、圧迫止血して手技を終える。

[発明の効果]

本発明の拡張体付カテーテルは、先端が開口

している第1のルーメンを有する内管と、該内管に同軸的に設けられ、該内管の先端より所定長後退した位置に先端を有し、該内管の外面との間に第2のルーメンを形成する外管と、先端部および基端部を有し、該基端部が前記外管に取り付けられ、該先端部が前記内管に取り付けられ、該基端部付近にて第2のルーメンと連通する収縮あるいは折り畳み可能な拡張体と、該内管の基端部に設けられた、前記第1のルーメンと連通する第1の開口部と、前記外管の基端部に設けられた前記第2のルーメンと連通する第2の開口部を有し、前記内管は基端部より先端側軸方向に延びるとともに剛性を付与する剛性付与体を、前記内管の少なくとも前記拡張体の収縮あるいは折り畳み可能な部分に対応する部分まで有し、かつ内管の先端は、剛性付与体を有していないものとなっているので、特に、剛性付与体を有することにより血管挿入中にカテーテルが折れ曲がるおそれがなく、さらにカテーテル先端の微妙な移動、回転を行う場合に、

カテーテルの基端部にてカテーテルを微妙に移動させたり回転させたりしてそのトルクを先端に確実に伝達することができ、優れた操作性を有しており、さらに、血管内に挿入時に血管の内壁に接触するのは剛性付与体を有しない部分であるので、血管内壁を傷つける虞れがない。また、拡張体の基端部付近と連通し拡張体の膨張用流体が流入される第2のルーメンは、内管と外管との間に形成されているので、比較的大きい容積を有するため、膨張用流体が例えば、血管造影剤のような流入抵抗の大きいものであっても、容易に流入させることができる。

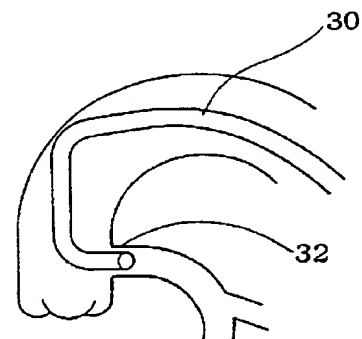
4. 図面の簡単な説明

第1図は、本発明の拡張体付カテーテルの一実施例の先端部の拡大断面図であり、第2図は、本発明の拡張体付カテーテルの一実施例の基端部を示す図面であり、第3図は、第1図に示した拡張体付カテーテルのA-A線断面図であり、第4図は、第1図におけるB-B線断面図であり、第5図は、第1図におけるC-C線断面図

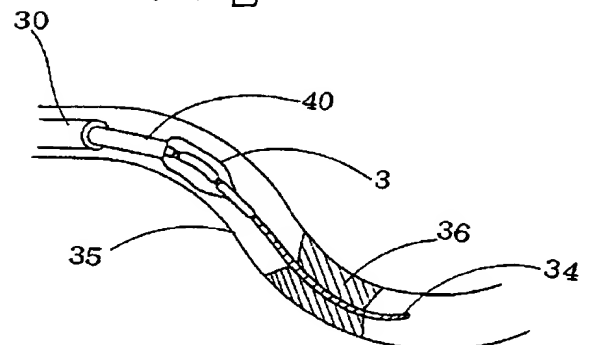
であり、第6図、第7図、第8図、第9図および第10図は、本発明の拡張体付カテーテルの作用を示す図面である。

- | | |
|--------------|-----------|
| 1…内管 | 2…外管 |
| 3…拡張体 | 4…第1のルーメン |
| 6…第2のルーメン | 9…第1の開口部 |
| 11…第2の開口部 | 13…剛性付与体 |
| 20…分岐ハブ | 25…環状部材 |
| 40…拡張体付カテーテル | |

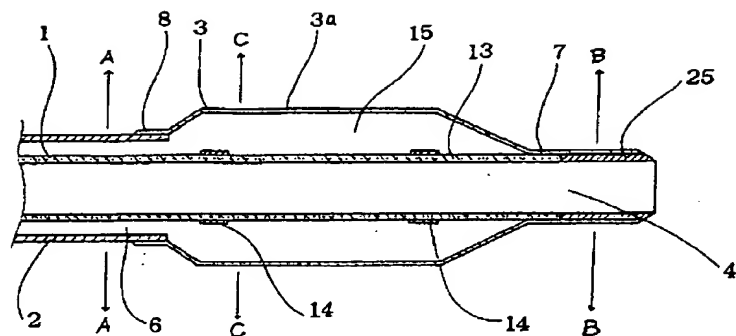
特許出願人 テルモ株式会社
代理人 井理士 向山正一



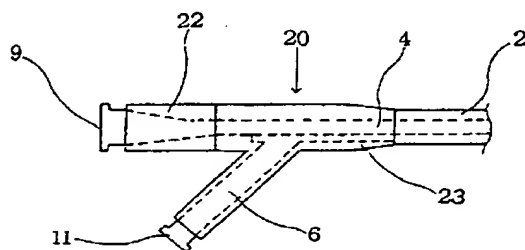
第7図



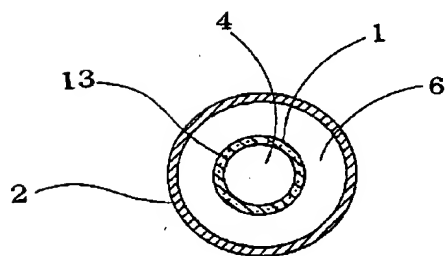
第8図



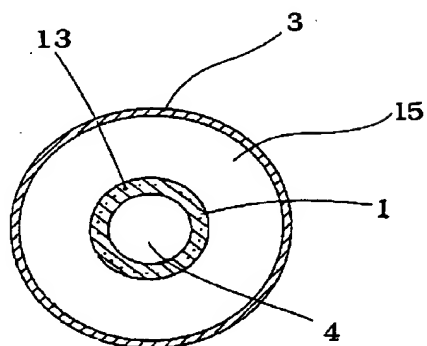
第 1 回



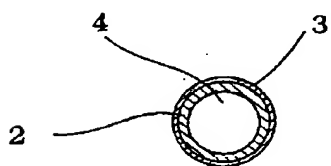
第 2 回



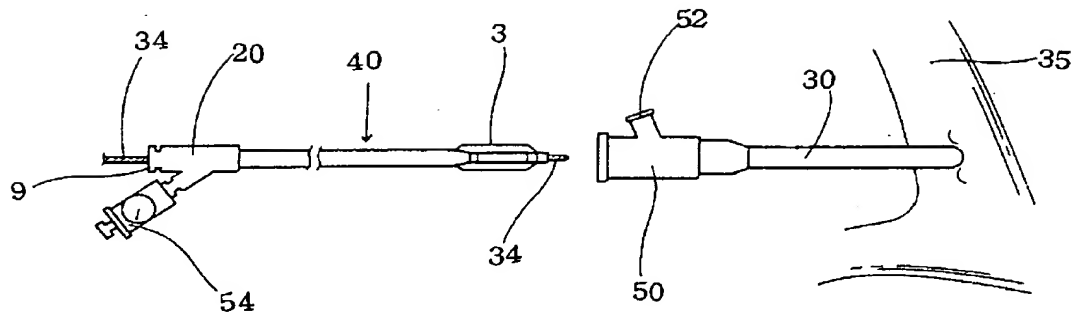
第 3 圖



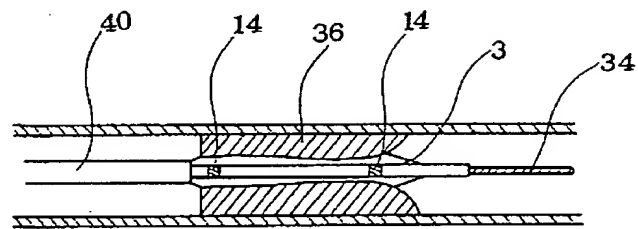
第 5 回



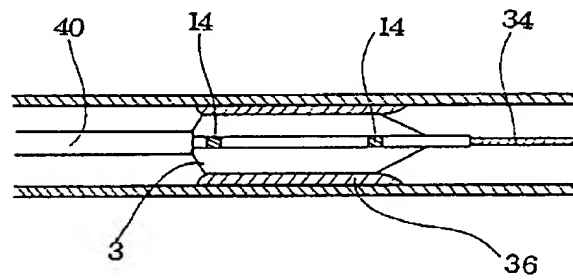
第 4 回



第 6 図



第 9 図



第 10 図

平成 3.11.18 発行

手続補正書(自発)

平成 3 年 5 月 8 日

特許庁長官 権 松 敏 殿

特許法第17条の2の規定による補正の掲載

昭和 62 年特許願第 279699 号(特開平
1-121067 号, 平成 1 年 5 月 12 日
発行 公開特許公報 1-1211 号掲載)につ
いては特許法第17条の2の規定による補正があっ
たので下記のとおり掲載する。 1 (2)

Int. Cl.	識別 記号	庁内整理番号
A61M 25/00		Z-8718-4C A61M 25/00 -410

1. 事件の表示

昭和62年特許願第279699号

2. 発明の名称

拡張体付カテーテル

3. 補正をする者

事件との関係

特許出願人

住所 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目44番1号

名称 テルモ株式会社

代表取締役 戸 澤 三 雄

電話 0465(81)4171(特許部)

4. 補正命令の日付

自発

5. 補正の対象

明細書の「発明の詳細な説明」の欄、および
図面

6. 補正の内容

(1) 明細書の第3頁第13行目の「シンプソン
ロバートタイプ」を、「シンプソン-ロバート
タイプ」に補正する。

(2) 明細書の第6頁第2行目の「操作性の」を、
「操作性に」に補正する。

(3) 明細書の第10頁第1行目から第3行目の「
エチレン-プロピレン共重合体などのポリオレ
フィン、ポリ塩化ビニル、エチレン-酢酸ビニル共
重合体、」を、「エチレン-プロピレン共重合体、
エチレン-酢酸ビニル共重合体などのポリオレ
フィン、ポリ塩化ビニル、」に補正する。

(4) 明細書の第12頁第9行目から第11行目の
「。また、あまり長すぎるとその部分は剛性付与
体を有していないのでトルク伝達性が低下する」
を、削除する。

(5) 明細書の第12頁第17行目から第19行目
の「エチレン-プロピレン共重合体などのポリオ

レフィン、ポリ塩化ビニル、エチレン-酢酸ビニ
ル共重合体、」を、「エチレン-プロピレン共重
合体、エチレン-酢酸ビニル共重合体などのポリ
オレフィン、ポリ塩化ビニル、」に補正する。

(6) 明細書の第14頁第1行目から第2行目、第
2行目及び第5行目の「外管」を、「内管」に補
正する。

(7) 明細書の第15頁第8行目から第10行目の
「エチレン-プロピレン共重合体などのポリオレ
フィン、ポリ塩化ビニル、エチレン-酢酸ビニル
共重合体、」を、「エチレン-プロピレン共重合
体、エチレン-酢酸ビニル共重合体などのポリオ
レフィン、ポリ塩化ビニル、」に補正する。

(8) 明細書の第15頁第18行目から第19行目
の「内径との差が0.30~3.40mm、好ましくは0.50
~1.20mmである。」を、「内径との差が0.10~3.4
0mm、好ましくは0.30~1.20mmである。」に補正す
る。

(9) 明細書の第16頁第18行目の「ルーメン」を、「ルーメン6」に補正する。

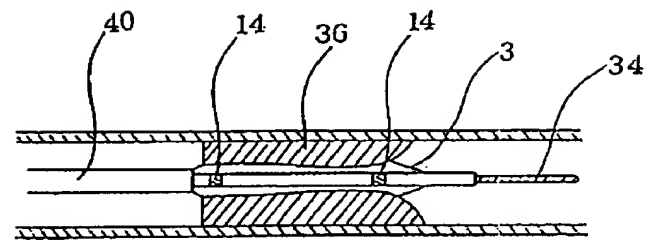
(10) 明細書の第17頁第2行目から第5行目の「エチレン-プロピレン共重合体などのポリオレフィン、ポリ塩化ビニル、エチレン-酢酸ビニル共重合体、架橋型エチレン-酢酸ビニル共重合体、」を、「エチレン-プロピレン共重合体、エチレン-酢酸ビニル共重合体、架橋型エチレン-酢酸ビニル共重合体などのポリオレフィン、ポリ塩化ビニル、」に補正する。

(11) 明細書の第17頁第18行目の「15.00~120.00mm」を、「15.00~120.00mm」に補正する。

(12) 明細書の第24頁第4行目の「血管内に」を、「血管内への」に補正する。

(13) 図面の第9図を別紙の通り補正する。

以上



第9図